

TRANS-ENDOSCOPIC FLUORESCENT OBSERVATION DEVICE

Publication number: JP11104061 (A)

Publication date: 1999-04-20

Inventor(s): KANEKO MAMORU; UENO HITOSHI; TAKEHATA SAKAE; MICHIGUCHI NOBUYUKI;
HIRAO ISAMI; OZAWA TSUYOSHI; UESUGI TAKEFUMI

Applicant(s): OLYMPUS OPTICAL CO

Classification:

- International: A61B1/00; A61B1/00; (IPC-1-7): A61B1/00

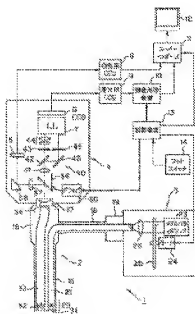
- European:

Application number: JP19970270047 19971002

Priority number(s): JP19970270047 19971002

Abstract of JP 11104061 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a trans-endoscopic fluorescent observation device capable of reducing costs and enhancing resolution. SOLUTION: A fluorescent image pick-up means 44 is built into the ocular part 17 of an endoscope 2, together with a white image pick-up means, and light coming via a lens 41 during fluorescent image pick-up is made to be incident on a dichroic mirror 42; red light is selectively reflected; is further reflected by a mirror 45, transmitted through a red filter 46, and focused on an I.I.(Image Intensifier) 7, whereas for light transmitted through the dichroic mirror 42, only green light components that components that influence the determination of a structure are extracted by a green filter 43; the latter light is further enlarged by a zoom lens 44 and focused on the common I.I. 7 so that resolution is enhanced and so that the latter light occupies a large area. Red and green fluorescent images are multiplied by the I.I. 7, are received by a common fluorescent CCD 8, and subjected to photoelectric conversion.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(19)日本特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-104061

(43)公開日 平成11年(1999)4月20日

(51)Int.Cl.⁶

A 6 1 B 1/00

識別記号

3 0 0

F I

A 6 1 B 1/00

3 0 0 F

審査請求 未請求 請求項の数1 ○L (全10頁)

(21)出願番号 特願平9-270047

(22)出願日 平成9年(1997)10月2日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 竹端 栄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

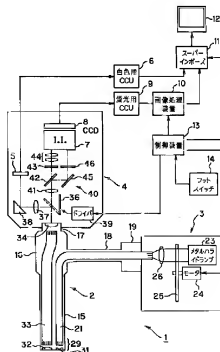
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 経内視鏡的蛍光観察装置

(57)【要約】

【課題】 低コスト化でき、且つ分解能を向上できる経内視鏡的蛍光観察装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡2の接眼部17には白色用撮像手段と共に、蛍光用撮像手段44が内蔵され、蛍光撮像時にはレンズ41を経た光はダイクロイックミラー42に入射され、赤の光が選択的に反射され、さらにミラー45で反射された後、赤フィルタ46を透過してI. I. 7に結像され、またダイクロイックミラー42を透過した光は緑フィルタ43で構造の決定に支配的な緑の光成分のみが抽出され、さらにズームレンズ44で拡大されて分解能が向上するように大きな領域を占めるように共通の前記I. I. 7に結像される。I. I. 7により、赤と緑の蛍光像はそれぞれ増倍されて共通の蛍光用CCD8で受光され、光電変換される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割される光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージンテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を有する経内視鏡的蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、経内視鏡的に蛍光観察を行う経内視鏡的蛍光観察装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、可視光を被検体に照射し、その反射光を観察する内視鏡においても、蛍光観察する機能を備えた経内視鏡的蛍光観察装置が開示されている。

【0003】 蛍光観察により癌組織等の異常部位を識別し易くするために、蛍光を2つの波長帯域で検出して画像化することが行われている。従来例ではこのために、各々の蛍光を2つのイメージンテンシファイアで画像化しているが、1つにした場合に比べて低コスト化できない問題があった。また、カメラが大型化して、操作性も低下する。

【0004】 一方、例えば、特公6-90134号公報では、内視鏡に適用して蛍光観察できる装置を開示している。この装置ではレーザ光を内視鏡等を通じて被検体に照射し、かつ被検体側からの蛍光を内視鏡及びダイクロイックミラーを介して導光し、さらに4つのミラーセグメントで反射して、4つの各波長の光を透過する4つのフィルタセグメントを設けた1つの検知装置で受光し、この検知装置の出力をコンピュータで画像処理して癌組織を検出する構成にしている。なお、この検知装置の前に、イメージンテンシファイアが設けられることも記載されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 上記公報の従来例では、4つの各波長の光を透過する4つのフィルタセグメントに分割した1つの検知装置で受光しているので、分解能が低下してしまふ欠点があった。

【0006】 本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、低コスト化でき、且つ分解能を向上できる経内視鏡的蛍光観察装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】 経内視鏡的に励起光を照

射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージンテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を設けることにより、拡大光学系で構造に関与する短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大して分解能を向上し、かつ1つのイメージンテンシファイアを共通利用して低コスト化を実現している。

【0008】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態） 図1ないし図4は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態を経内視鏡的蛍光観察装置の全体構成を示し、図2は回折フィルタの構成を示し、図3は蛍光観察用の撮像手段の構成を示し、図4は蛍光観察用撮像素子に結像される2つの蛍光像の領域を示す。

【0009】 図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光観察装置1は生体内に挿入される光学式内視鏡（以下内視鏡と記載）、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に着脱自在で装着される撮像カメラ4と、撮像カメラ4に内蔵された通常観察用（通常用）あるいは白色用CCD5で撮像された通常観察画像信号を信号処理して通常画像を生成する処理を行う白色用カメラコントロールユニット（CCUと略記）6と、撮像カメラ4に内蔵され、イメージンテンシファイア（1.1.と略記）7を介して蛍光像を撮像する蛍光用CCD8で撮像された蛍光画像信号を信号処理して蛍光画像を生成する処理を行う蛍光用CCU9と、蛍光用CCU9から出力される映像信号（画像信号）に対する画像処理を行う画像処理装置10と、白色用CCU6及び画像処理装置10からの画像信号をスーパインポーズ回路11を介して表示するモニタ12と、画像処理装置10の動作を制御する制御装置13と、通常観察と蛍光観察との切替の操作を制御装置13を介して行うフットスイッチ14とを有する。

【0010】 内視鏡2は細長部15とその後端の操作部16とその後端の接眼部17と、操作部16から延出されたライトガイドケーブル18とを有し、ライトガイドケーブル18の端部にはコネクタ19が設けられており、光源装置3に着脱自在で接続することができる。

【0011】 この挿入部15、操作部16、ライトガイドケーブル18内には白色光と励起光を伝送する機能を備えたライトガイド21が挿通され、コネクタ19を光

源装置3に装着することにより、光源装置3から白色光あるいは励起光が供給される。

【0012】光源装置3内には、通常観察用照明光源及び励起光源として例えば、メタルハライドランプ23が設けられており、このランプ23の光はモータ24により、回転される回転フィルタ25を透過し、さらに集光レンズ26を介してライトガイド21の光入射端に供給される。

【0013】この回転フィルタ25は図2に示すように、円板状に2つの扇状開口を設け、各開口には透明ガラス27と青の波長の光を透過する青フィルタ28とが取り付けられている。そして、透明ガラス27が光路上にある場合にはライトガイド21には通常照明光としての白色光が供給され、青フィルタ28が光路上にある場合にはライトガイド21には、蛍光観察の励起光が供給される。

【0014】ライトガイド21により伝送された光は挿入部15の先端部22の照明窓に固定された先端部からさらに照明レンズ31を経て拡開して体腔内の臓器表面等の被写体側に照射される。

【0015】この照明窓に隣接して観察窓が設けられており、この観察窓には対物レンズ32が取り付けられており、照明された被写体からの反射光あるいは励起光により励起されて放射される蛍光は対物レンズ32によりその結像位置に像を結ぶ。

【0016】この結像位置にはイメージガイド33の先端部が配置され、挿入部15内等を挿通されたこのイメージガイド33によりその後端部に伝送する。この後端部に対向して接眼部17に取り付けられた接眼レンズ34を介して、通常観察像に対しては内眼で拡大観察することができる。

【0017】この接眼部16に蛍光観察用外付けカメラの機能を備えた撮像カメラ4が装着された場合には、この撮像カメラ4内には接眼レンズ34に対向して可動ミラー36が配置され、この可動ミラー36で反射された光路側に結像レンズ37が配置され、さらにこの結像レンズ37に対向して配置された反射プリズム38を介して白色用CCD5に像を結ぶ。

【0018】CCD5により光電変換された信号は白色用CCU6に入力され、映像信号に変換された後、スーパーバイス回路11を介してモニタ12に白色照明のもとで撮像された通常観察像が表示される。

【0019】なお、可動ミラー36はドライバ39により駆動される。このドライバ39は制御装置13により制御される。つまり、通常観察の場合には、可動ミラー36は点線で示すように光路上に設定され、蛍光観察の場合には、制御装置13は制御信号をドライバ39に送り、ドライバ39により可動ミラー36は実線で示すように光路から退避した状態に設定され、レンズ34を経た光は蛍光用撮像手段40側に導光される。この蛍光用

撮像手段40を図3で拡大して示す。

【0020】つまり、レンズ34に対向して結像用レンズ41が配置され、この結像用レンズ41に対向してその光路上で45°傾いた状態でダイクロイックミラー42が配置され、このダイクロイックミラー42は例えば赤色の波長の光を選択的に反射し、その他の波長の光を透過する。

【0021】このダイクロイックミラー42を透過した光はさらに緑色の波長の光のみを選択的に透過する緑フィルタ43と、拡大するズームレンズ44を介してI. 1. 7に入射され、光増幅されて対向する蛍光用CCD8に像を結ぶ。また、ダイクロイックミラー42で反射した光はさらにミラー45で反射され、赤色の波長の光のみを選択的に透過する赤フィルタ46を介してI. 1. 7に入射され、光増幅されて対向する蛍光用CCD8に像を結ぶ。

【0022】本実施の形態では蛍光用撮像手段40は2つの異なる波長域、つまり波長の短い短波長の波長域と長波長の波長域、より具体的には緑色の波長域と赤色の波長域での蛍光像を分割して得る構成になっており、かつ図3で説明したように緑色の蛍光像を得る光路上には拡大する拡大光学系として例えばズームレンズ44を配置して、赤色の蛍光像を撮像する第1の領域47よりも大きな第2の領域48で共通のI. 1. 7を占有するようにしている。

【0023】つまり、図4に示すように蛍光観察に共通して使用される1つのI. 1. 7の受光面にはズームレンズ44により拡大された領域48で緑色の波長の光が入射されると共に、この領域48よりも小さい領域47で赤色の波長の光が入射され、それぞれが光増幅された後、その後方に対向配置した蛍光用CCD8でI. 1. 7での領域47、48と同様な領域で撮像される。なお、図3でも領域47と48とを模式的に矢印で示している。

【0024】このように本実施の形態ではエネルギーが高く、蛍光像の構造に関与する（あるいは構造を支配的に決定する）短波長での撮像領域をエネルギーが小さく、色調に関与する（あるいは正常部位とは異なる密組織部分の色調を支配的に示す）長波長での撮像領域よりも広くすることにより、分解能が高い蛍光像を得られるようにしていることが特徴となっている。

【0025】また、本実施の形態ではフットスイッチ14により通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合にはモニタ12に表示される画像を選択できると共に、通常画像の撮像及び観察状態（表示状態）に設定したり蛍光画像との撮像及び観察状態に設定したりすることができるようにしている。

【0026】例えばフットスイッチ14の交互撮像モード選択スイッチをONすることにより通常画像の撮像と蛍光画像の撮像とを周期的に行う状態を選択した場合に

は、フットスイッチ14の表示選択スイッチにより通常画像の表示と蛍光画像の表示とを選択できる。一方、撮像モード選択スイッチにより通常画像の撮像及び観察状態(表示状態)と、蛍光画像の撮像及び観察状態に選択できるようにしている。

【0027】次に本実施の形態の作用を説明する。フットスイッチ14の撮像モード選択スイッチにより白色光撮像モードを選択すると、その選択或いは指示信号は制御装置13に入力され、制御装置13はドライバ39を介して可動ミラー36を点検の状態に設定すると共に、モータ24を制御して、回転フィルタ25を光路上に透明ガラス27が位置する状態に設定する。

【0028】この状態では光源装置3のメタルハライドランプ23の白色光が透明ガラス27を透過してライトガイド21に入射され、このライトガイド21によって伝送され、内視鏡2の先端部29に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ31を介して体腔内患部等の観察対象部位に出射され、その部位を照明する。

【0029】照明された部位は対物レンズ32によってイメージガイド33の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部17側の後端面に伝送され、さらに撮像カメラ4の可動ミラー36で反射等されて白色光CCD5に結像される。このCCD5により光電変換されて白色光CCU6に入力され、映像信号に変換された後、スーパインポーズ回路11を介してモニタ12に入力され、モニタ画面には白色光の下で撮像された通常の内視鏡画像が表示される。

【0030】患部等の観察対象部位を可視光の照明の下で観察し、蛍光診断を望む場合には、フットスイッチ14の撮像モード選択スイッチにより蛍光撮像モードを選択すると、その選択或いは指示信号は制御装置13に入力され、制御装置13はドライバ39を介して可動ミラー36を実線の状態に設定すると共に、モータ24を制御して、回転フィルタ25を光路上に青フィルタ28が位置する状態に設定する。

【0031】この状態では光源装置3のメタルハライドランプ23の白色光は青フィルタ28により青の波長成分のみが透過してライトガイド21に入射され、このライトガイド21によって伝送され、内視鏡2の先端部29に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ31を介して体腔内患部等の観察対象部位に出射され、その部位を照明する。

【0032】そして、照明された部位に励起光を照射し、その励起光により発生する蛍光は対物レンズ32によってイメージガイド33の先端面に結像され、その像は伝送されて接眼部17側の後端面に伝送され、さらに撮像カメラ4の結像レンズ41を経て、赤の蛍光成分はダイクロックミラー42で反射され、赤フィルタ46を経てI. I. 7の受光面に結像され、光増幅された後、蛍光用CCD8に結像され、緑の蛍光成分はダイク

ロニックミラー42を透過し、さらに緑フィルタ43を透過し、ズームレンズ44で拡大されて、I. I. 7の受光面に結像され、光増幅された後、蛍光用CCD8に結像される。

【0033】この蛍光用CCD8で光電変換された信号は蛍光用CCU9に入力され、この蛍光用CCU9では映像信号に変換した後、画像処理装置10に出力する。この画像処理装置10では図4に示す第1の領域47と第1の領域48の画像を分離して、それぞれ別のメモリに一旦格納した後、例えば第1の領域47の画像に対して拡大の画像処理を行い、第2の領域48の画像と同じ大きさにして、蛍光像を生成する。

【0034】この場合、組織の構造或いは輪郭の決定に支配的に関与する緑の蛍光像はズームレンズ44で拡大して、I. I. 7の受光面に結像し、光増幅した後、蛍光用CCD8で光電変換し、単に色情報に關与する赤の蛍光像よりも拡大して、I. I. 7の受光面に結像し、高い分解能を保持する(例えば同じ大きさの領域で撮像した場合には、色情報により悪性か良性かが分かるが、その悪性と良性部分との境界等の輪郭が不明瞭となってしまう)。

【0035】従って、モニタ画面に2つの波長帯域の蛍光像をスーパインポーズ表示した場合、その蛍光像は組織の構造或いは輪郭が明確に表示され、かつ明確に表示される組織における各部が癌組織等の悪性か良性かが色情報により表示される。このため、悪性部分の大きさ、形状等を詳しく知ることができたり、その悪性組織部分を生検により詳しく調べたりすることも容易となり、診断し易い分解能が高い蛍光像が得られる。

【0036】また、内視鏡2の接眼部17に装着され、2つの波長帯域の蛍光像を得る撮像カメラ4を1つのI. I. 7で実現しているため、低コスト化できるし、軽量かつ小型にできるので、大きくかつ重くなって操作しにくくなることも回避でき、良好な操作性も確保できる。

【0037】また、交互撮像モードを選択すると、制御装置13はモータ24を一定速度で回転し、かつ、光路上に透明ガラス27が位置する状態ではドライバ39を介して可動ミラー36を点検で示す状態に、光路上に青フィルタ28が位置する状態ではドライバ39を介して可動ミラー36を実線で示す状態に設定する。

【0038】そして、白色光CCU6で撮像した画像信号は白色光CCU6で信号処理し、蛍光用CCD8で撮像した画像信号は蛍光用CCU9で信号処理した後、画像処理装置10で画像処理し、それぞれスーパインポーズ回路11に出力する。

【0039】そして、術者がフットスイッチ14で選択した方の白色画像或いは蛍光画像を表示したり、同時に白色画像と蛍光画像を表示したりできる。この場合の蛍光画像は上述したように分解能が高い状態で表示でき

る。

【0040】このように本実施の形態によれば、モニタ12に蛍光像を表示した場合、組織の構造或いは輪郭が明確に表示され、かつ明確に表示される組織における各部が密組織等の悪性か良性か色情報により表示される。このため、悪性部分の大きさ、形状等を詳しく知ることができたり、その悪性組織部分を生検により詳しく調べたりすることも容易となり、診断し易い分解能が高い蛍光像が得られる。

【0041】また、内視鏡2の接眼部17に装着され、2つの波長帯域の蛍光像を得る撮像カメラ4を1つの1、1、7で実現しているので、低コスト化できると、軽量かつ小型にできるので、大きくかつ重くなって操作性にくくなることも回避でき、良好な操作性も確保できる。

【0042】(第2の実施の形態)図5は本発明の第2の実施の形態における蛍光用撮像手段51を示す。この蛍光用撮像手段51は図3において、例えば赤色で撮像する光路上に円板状でその周方向に透過率が連続的に変化するニュートラルデンシティフィルタ(NDフィルタと略記)52を配置し、このNDフィルタ52をモータ53で回転可能にして、赤の光が入射される光路部分を任意の透過率の状態に設定できるようにしている。

【0043】その他の構成は第1の実施の形態と同様である。この第2の実施の形態によれば、図4に示すように共通の1、1、7に2つの蛍光像が結像されるので、それらの強度を適切に調整しようとした場合、簡単に調整できる。

【0044】従来は2つの1、1、で各波長帯域の蛍光画像を得ていたので、1、1、のゲインを調整することにより、両蛍光画像の強度を適切な強度に調整してスーパーバインボーズなどとして表示できたが、このように共通の1、1、7で光増幅した場合には画像処理装置による重み付けの調整が出来ないが、本実施の形態によれば一方の光路上にNDフィルタ52を配置することにより、両蛍光画像の強度を適切な強度に調整してスーパーバインボーズなどとして表示できる。

【0045】また、図6は第2の実施の形態の変形例における蛍光用撮像手段55を示す。この変形例では図3の赤フィルタ46を干渉フィルタで形成すると共に、この赤フィルタをステップモータ56で光路に垂直な状態から適宜の角度のまで回転できるようにしたものである。

【0046】この干渉フィルタはそのフィルタ面が光路に垂直な状態の場合には図7の実線で示すような透過特性を示し、この状態から例えば角度 θ 傾けると図7の点線で示すような透過特性になる。

【0047】従って、この角度を調整することによって、赤色の光の透過強度を調整できる。この変形例の作用効果は第2の実施の形態と同様である。なお、NDフ

ィルタ52等を赤の蛍光像を得る光路側に配置したが、緑の蛍光像を得る光路側に配置しても良い。また、両光路に配置しても良い。

【0048】(第3の実施の形態)次に図8及び図9を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。第1の実施の形態では白色観察像を得る白色用撮像手段と蛍光観察像を得る蛍光用撮像手段とがそれぞれ専用で設けられていたが、本実施の形態ではこれらと共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、内視鏡の挿入部の先端部を細分化したものである。図8は内視鏡の先端部に設けた撮像手段の構成を示し、図9は共通の撮像素子としてのCCDにより撮像される両画像を示す。

【0049】図8に示す内視鏡61は挿入部62の先端部63に撮像手段を内蔵した電子内視鏡である。挿入部62内にはライトガイド64が挿通され、このライトガイド64の手元側は図示しない光源装置に接続され、光源装置から照明光及び励起光が供給される。この光源装置は例えば図1の光源装置3において、回転体225は赤(R)、緑(G)、青(B)の面順次の通常観察用の照明光を供給するためのR、G、Bフィルタとさらに蛍光観察のために励起光を透過するBフィルタを備えたものである。なお、前記励起光を透過するBフィルタと通常観察用のBフィルタとを共有しても良い。

【0050】ライトガイド64で伝送されたR、G、Bの面順次光或いは青の励起光は先端部63の照明レンズ65を経て被検体側に照射される。また、照明レンズ65に隣接して、通常観察用或いは白色観察用の対物レンズ66と、蛍光観察用の対物レンズ67とが配置されている。対物レンズ66に入射した光はさらにリレーレンズ68を経て伝送され、マスク69の開口部分に臨むCCD70に結像される。

【0051】また、対物レンズ67に入射した光はダイクロミックミラー71を設けたプリズム72を経て2つに分岐される。そして、ダイクロミックミラー71を透過した光はさらに緑フィルタ73で緑色の波長の光のみが透過し、1、1、74で光増幅された後、レンズ75を経てマスク69の開口部分に臨むCCD70に結像される。

【0052】また、ダイクロミックミラー71で反射された光はさらに赤フィルタ76で赤色の波長の光のみが透過し、1、1、74で光増幅された後、レンズ77を経てマスク69の開口部分に臨むCCD70に結像される。なお、緑フィルタ73とレンズ75との間と、赤フィルタ76とレンズ77との間それぞれ1、1、を配置しても良いが、本実施の形態では共通となる1つの1、1、74にしている。

【0053】本実施の形態では共通のCCD70で、図9に示すように緑色の蛍光像79Gと、赤色の蛍光像79Rと、白色像79Wとを撮像するようにしている。なお、白色像79Wは実際にはR、G、Bの照明のもとで

撮像したR、G、Bの成分から合成される。

【0054】CCD70の出力は図示しないCCUに入力され、信号処理されて映像信号が生成され、各画像をモニタに表示する。本実施の形態によれば、先端部63に白色用撮像手段と蛍光用撮像手段とを共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、先端部63を細分化できる。

【0055】(第4の実施の形態)次に図10及び図11を参照して本発明の第4の実施の形態を説明する。本実施の形態も、第3の実施の形態と同様に共通の撮像素子を用いた撮像手段で実現することにより、先端部を細分化したものである。図10は内視鏡の先端部に設けた撮像手段の構成を示し、図11は共通の撮像素子としてのCCDにより撮像される両画像を示す。

【0056】図10に示す内視鏡81は図8の内視鏡61において、蛍光側の撮像部の構成が異なる。つまり、対物レンズ67とマスク69との間の光路上には励起光カットフィルタ82、I、I、83、レンズ84が配置されている。

【0057】つまり、本実施の形態ではCCD70には図11に示すように白色係79Wと蛍光係79Kとを撮像するようにしている。第3の実施の形態では2つの波長域での2つの蛍光像を分離して撮像する構成にしていたが、本実施の形態では2つの波長域での2つの蛍光像を分離しないで撮像する構成になっている。

【0058】その他の構成は図8と同様であり、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。本実施の形態によれば、2つの波長域での2つの蛍光像を分離しないで撮像する構成にして対物レンズ67の光軸と垂直な方向に蛍光像を分離する光学系を省くことができ、より先端部63を細分化できる。

【0059】(第5の実施の形態)次に図12を参照して本発明の第5の実施の形態を説明する。本実施の形態は図3の蛍光用撮像手段40を図12の蛍光撮像手段90にしたものであり、レンズ41を経て光はダイクロミックミラー91を設けたプリズム92を経て2つに分岐される。そして、ダイクロミックミラー91を透過した光はさらに緑フィルタ93で緑色の波長の光のみが透過し、I、I、94で光増幅された後、ファイバ95Aを経てモノクロのCCD8Aに結像される。

【0060】また、ダイクロミックミラー91で反射された光はさらに赤フィルタ96で赤色の波長の光のみが透過し、I、I、94で光増幅された後、ファイバ95Bを経てモノクロのCCD8Bに結像される。

【0061】本実施の形態では蛍光用撮像手段90を1つのI、I、94にして、2つの蛍光像を分割して結像し、かつ各分割された2つの蛍光像を2つのファイバ95A、95BでそれぞれCCD8A、8Bに導光している。各CCD8A、8Bで光電変換された画像信号はそれぞれCCU9A、9Bに入力され、それぞれ映像信

号に変換された後、スーパーバイズ回路により、重畳されてモニタに2つの蛍光画像を1つに重畳して表示される。

【0062】本実施の形態によれば、I、I、94で共通に光増幅しているため、撮像カメラを低コスト化できると共に、小型軽量化できる。また、2つのファイバ95A、95BでそれぞれCCD8A、8Bに導光しているため、画像処理により、2つの蛍光像を分離することを不要にできる。

【0063】(第6の実施の形態)次に図13を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。本実施の形態は図3の蛍光撮像手段40を図13の蛍光撮像手段98にしたものであり、本実施の形態ではミラー45を回動可能にすると共に、I、I、7で光増幅された蛍光像を2つのCCD8A、8Bで受光している。

【0064】また、一方のCCD8Bは図13に示すように光軸方向とこの光軸方向に垂直な方向に移動自在にしている。このように一方のCCD8Bへの蛍光像を結ぶ位置を可変できる位置調整手段を設けているので、2つのCCD8A、8Bの出力を重ねて表示する場合に精度良く重ねることができ、従って、精度の良いスーパーバイズ画像により診断する場合の診断能を向上できる。

【0065】なお、例えば第1の実施の形態においては、拡大光学系としてズームレンズ44を用いているが、ズームレンズ44に限定されるものでなく、単に一定倍率だけ拡大する光学系でも良い。また、拡大光学系を緑フィルタ43とI、I、7の光路上に配置するものに限定されるものでなく、ダイクロミックミラー42と緑フィルタ43との間に配置しても良い。

【0066】また、第1の実施の形態では2つの波長域に分割する分光画像分割手段を採用しているが、2つ以上の複数の波長域に分割する分光画像分割手段を採用しても良い。なお、上述した各実施の形態等を部分的等て組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0067】【付記】

1. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割される光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージンテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を有する経内視鏡的蛍光観察装置。

【0068】2. 前記付記1において、短波長の波長帯域は緑領域であり、長波長の波長帯域は赤領域である。

3. 前記付記2において、緑領域の画像を赤領域に比べ大きくイメージインテンシファイアに投影する。

4. 付記1において、前記経内視鏡的蛍光観察装置は内視鏡の接眼部に着脱自在の蛍光観察用外付けカメラである。

【0069】5. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段で分割された各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、前記分光画像分割手段とイメージインテンシファイアの間に配置され、分割された光学像のうち少なくとも1つの明るさを変化させる明るさ変化手段を有する。

【0070】6. 付記5において、前記明るさ変化手段は可変NDフィルタである。

7. 付記5において、前記明るさ変化手段は光軸に対し角度を変化可能な干渉フィルタである。

【0071】8. 付記5において、さらに、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系を有する。

9. 付記5において、前記経内視鏡的蛍光観察装置は内視鏡の接眼部に着脱自在の蛍光観察用外付けカメラである。

【0072】10. 経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を画像化するとともに、白色光を照射し、生体組織からの反射光を画像化し、前記蛍光画像と白色画像を表示し診断する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光画像及び白色画像の両方を撮像する1つの固体撮像素子と、前記蛍光画像及び白色画像に分割し、それぞれの像を前記固体撮像素子に結像する対物光学系と、前記蛍光像の明るさを倍増するための前記固体撮像素子と対物光学系により分割された蛍光画像の光路に配置された少なくとも1つのイメージインテンシファイアとよりなる経内視鏡的蛍光観察装置。

11. 付記10において、前記蛍光像は2つの波長帯域の画像に分割され、前記イメージインテンシファイアにより増幅される。

【0073】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、経内視鏡的に励起光を照射し、生体組織より発生した蛍光を少なくとも2つの波長帯域で検出し画像化する経内視鏡的蛍光観察装置において、前記蛍光像を少なくとも短波長と長波長との2つの波長帯域の光学像に分割するための分光画像分割手段と、前記分光画像分割手段により分割された光学像における短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大する拡大光学系と、前記拡大光学系を経た

像を含め各光学像の明るさを倍増するための1つのイメージインテンシファイアと、前記増倍された各光学像を光電変換する固体撮像素子と、を設けているので、拡大光学系で構造に關与する短波長の波長帯域の光学像の大きさを拡大して分解能を向上し、かつ1つのイメージインテンシファイアを共通利用して低コスト化を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の経内視鏡的蛍光観察装置の全体構成を示す図。

【図2】回転フィルタの構成を示す正面図。

【図3】蛍光観察用撮像手段の構成を示す図。

【図4】蛍光観察用撮像素子に結像される2つの蛍光像の領域を示す図。

【図5】本発明の第2の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【図6】第2の実施の形態の変形例における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【図7】干渉フィルタを傾けた場合における透過特性を示す図。

【図8】本発明の第3の実施の形態における内視鏡の先端部の構成を示す図。

【図9】CCDに結像される蛍光像等を示す図。

【図10】本発明の第4の実施の形態における内視鏡の先端部の構成を示す図。

【図11】CCDに結像される蛍光像等を示す図。

【図12】本発明の第5の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【図13】本発明の第6の実施の形態における蛍光用撮像手段の構成を示す図。

【符号の説明】

1…経内視鏡的蛍光観察装置

2…内視鏡

3…光源装置

4…撮像カメラ

5…白色用CCD

6…白色用CCU

7…I、I'（イメージインテンシファイア）

8…蛍光用CCD

9…蛍光用CCU

10…画像処理装置

11…スーパバインポーズ回路

12…モニタ

13…制御装置

14…フットスイッチ

15…挿入部

21…ライトガイド

23…メタルハライドランプ

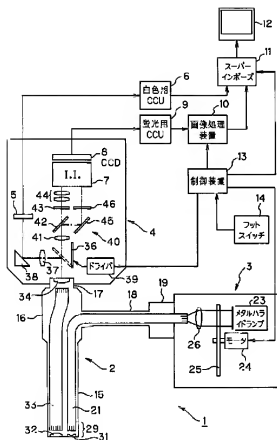
24…モータ

25…回転フィルタ

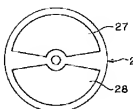
- 27…透明ガラス
28…青フィルタ
32…対物レンズ
33…イメージガイド
36…可動ミラー
40…蛍光用撮像手段
42…ダイクロイックミラー

- 43…緑フィルタ
44…ズームレンズ
45…ミラー
46…赤フィルタ
47…第1の領域
48…第2の領域

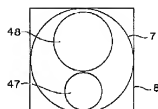
【図1】



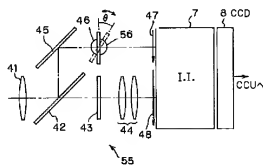
【図2】



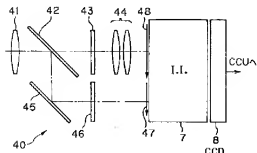
【図4】



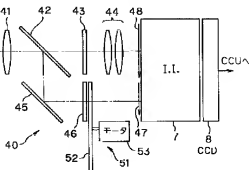
【図6】



【図3】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 道口 信行
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 平尾 勇実
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 小澤 剛志
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 上杉 武文
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内